



УКРАЇНА

(19) UA (11) 55673 (13) U
(51) МПК-2011.01
G01N 33/00
A61B 5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ ДИФЕРЕНЦІАЦІЇ ПРИЧИНИ НАСТАННЯ СМЕРТІ ВНАСЛІДОК КРОВОВТРАТИ ТА МЕХАНІЧНОЇ АСФІКСІЇ

1

(21) u201005880

(22) 17.05.2010

(24) 27.12.2010

(46) 27.12.2010, Бюл.№ 24, 2010 р.

(72) ПАВЛЮКОВИЧ ОЛЕКСАНДР ВАСИЛЬОВИЧ,
ВАНЧУЛЯК ОЛЕГ ЯРОСЛАВОВИЧ, БАЧИНСЬКИЙ
ВІКТОР ТЕОДОСОВИЧ, УШЕНКО ЮРІЙ ОЛЕКСА-
НДРОВИЧ

(73) ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕР-
СИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА

(57) Спосіб поляризаційної диференціації причини настання смерті внаслідок крововтрати та механічної асфіксії шляхом оцінки дегенеративно-дистрофічних змін структури м'яких тканин трупа людини, який **відрізняється** тим, що використо-

2

вують когерентне лінійно поляризоване випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують поляризаційне зображення гістологічного зрізу тканини міокарда в площині світлочутливої цифрової камери, обертають поляризатор-аналізатор від 0 до 180°, визначають координатні розподіли мінімальних та максимальних рівнів інтенсивності, розраховують розподіли величин азимута та еліптичності поляризації лазерного зображення гістологічного зрізу тканини міокарда, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, які характеризують такі розподіли та судять про причину настання смерті на основі значень статистичних моментів 3-го - 4-го порядків.

Корисна модель відноситься до медицини, су-
дової медицини, криміналістики та патологічної
анатомії, а також фізичної оптики і може бути ви-
користана для диференціації причини настання
смерті у результаті крововтрати та механічної ас-
фіксії, що актуально у діагностиці трупних процесів
біологічних тканини.

Відомий ряд оптичних способів поляриметрії,
які досліджують координатний розподіл станів по-
ляризації лазерного випромінювання біооб'єктами.
Спосіб, описаний в [A.G.Ushenko, and V.P.Pishak.
Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and
Applications // in Coherent-Domain Optical Methods.
Biomedical Diagnostics, Environmental and Material
Science / ed. V.Tuchin. - Kluwer Academic
Publishers, 2004. - P.67], заснований на статистич-
ному аналізі картини розподілу азимутів поляри-
зації в лазерному зображенні гістологічних зрізів
м'язової тканини. Недоліком способу є низька точ-
ність вимірювання статистичних моментів розпо-
ділів азимутів поляризації у зображенні біологічних
тканин.

Аналогом запропонованого способу є спосіб
визначення оптико-геометричної структури біоло-
гічних шарів шляхом оцінки величин статистичних
моментів, які характеризують розподіли азимутів і

еліптичностей поляризації лазерних зображень
[O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, Ye.G.
Ushenko, Yu.Ya. Tomka, V.P. Pishak. Polarization-
correlation mapping of biological tissue coherent
images // J. Biomed. Opt. - 2005. - Vol.10, No.6. -
P.064025]. У способі за допомогою чверть хвильо-
вої пластинки і поляризатора вимірюють середнє,
дисперсію координатних розподілів азимутів і елі-
птичностей поляризації у площині лазерного зо-
браження, за яким визначають дисперсію орієнта-
цій оптичних осей і фазових зсувів архітектонічної
сітки м'язової тканини.

Недоліком способу-аналога, є неможливість
диференціації причини настання смерті у резуль-
таті крововтрати та механічної асфіксії, а також
низька точність вимірювання азимутів і еліптично-
сті поляризації.

Найближчим до способу, що заявляється, є
спосіб диференціації настання смерті у резуль-
таті крововтрати та механічної асфіксії (Бедрин Л.М.,
Крюков В.Н., Литвак А.С. и др. Судебная медици-
на. - М., Медицина, 1987. - 464с.). Спосіб-прототип
передбачає візуальну оцінку кольору змін тканин
відповідно до причини настання смерті, на підставі
чого складають висновок про крововтрату або ме-
ханічну асфіксію. Недоліками прототипу є те, що

(19) UA (11) 55673 (13) U

відбувається відносно, суб'єктивне визначення причини настання смерті, що у більшій мірі залежить від кваліфікації експерта, необхідність врахування великої кількості факторів, які можуть значно змінювати час настання окремих трупних змін, необхідність проведення консультацій інших спеціалістів - екологів, ентомологів, ботаніків тощо, що значно гальмує діагностику у часі та призводить до залучення додаткових коштів.

Недоліками прототипу є те, що така оцінка є відносною та значно суб'єктивною, вона в значній мірі залежить від кваліфікації експерта та не є точною.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлене завдання удосконалити спосіб визначення причини настання смерті у результаті крововтрати та механічної асфіксії шляхом оцінки значень статистичних моментів поляризаційної структури лазерних зображень тканини міокарду для забезпечення розширення функціональних можливостей діагностики анізотропії різних біологічних об'єктів, а також у підвищенні точності диференціації причини настання смерті у результаті крововтрати та механічної асфіксії.

Поставлене завдання вирішується тим, що у способі поляризаційної диференціації причини настання смерті у результаті крововтрати та механічної асфіксії за допомогою статистичного аналізу поляризаційних зображень тканини міокарду шляхом оцінки величини середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу розподілів азимутів і еліптичності поляризації, згідно до корисної моделі, використовують когерентне лінійно поляризоване випромінювання з довжиною хвилі 0,6328мкм, формують поляризаційне зображення тканини міокарду в площині світлочутливої цифрової камери, обертають поляризатор - аналізатор від 0° до 180°, визначають координатні розподіли мінімальних та максимальних рівнів інтенсивності, розраховують розподіли величин азимута та еліптичності поляризації лазерного зображення гістологічного зрізу тканини міокарду, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, які характеризують такі розподіли та судять про причину настання смерті на основі значень статистичних моментів 3-го - 4-го порядків.

Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання для диференціації

причини настання смерті у результаті крововтрати та механічної асфіксії дегенеративно-дистрофічних змін м'яких тканин трупа людини. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що використовують когерентне лінійно поляризоване лазерне випромінювання із наступним визначенням значень статистичних моментів, які характеризують розподіли станів поляризації лазерного зображення тканини міокарду.

Спосіб здійснюється наступним чином.

Для диференціації причини настання смерті у результаті крововтрати та механічної асфіксії виконують зріз тканини міокарду товщиною 20мкм. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення дослідного зразку. Вимірюють середнє, дисперсію, асиметрію та ексцес розподілів азимутів і еліптичності їх поляризаційних зображень, на підставі чого судять про настання смерті у результаті крововтрати та механічної асфіксії.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані. Найбільш повно поляризаційні характеристики світлових полів описуються у термінах параметрів вектора Стокса (А.Г.Ушенко, СБ. Ермоленко, М.А. Недужко. Поляризационно-интерференционная диагностика внутренних напряжений// Дефектоскопия. - 1991.6 - №6. - С.83-88):

$$S_0 = S(S_1, S_2, S_3, S_4) \quad (1)$$

де S_i - параметри вектора Стокса, які мають наступний вигляд:

$$\begin{aligned} S_1 &= I_0 + I_{90}; \\ S_2 &= I_0 - I_{90}; \\ S_3 &= I_{+45} - I_{-45}; \\ S_4 &= I_{\otimes} + I_{\oplus}. \end{aligned} \quad (2)$$

Тут - $I_0, I_{90}, I_{+45}, I_{-45}$ інтенсивності ортогонально лінійно поляризованих компонентів оптичного поля, I_{\otimes}, I_{\oplus} - інтенсивності право- та лівоциркулярно поляризованих складових в електромагнітному полі.

Для найбільш загального типу поляризації - еліптичної - вектор Стокса приймає вигляд:

$$S = \{1; \cos 2\alpha \cos 2\beta; \sin 2\alpha \cos 2\beta; \sin 2\beta\} \quad (3)$$

де α і β - відповідно азимут і еліптичність поляризації світлових коливань.

Процеси перетворення поляризаційної структури, опромінюючого біологічні тканини, когерентного випромінювання найбільш повно описуються за допомогою матричного оператора наступного вигляду:

$$\begin{pmatrix} 1; & 0; & 0; & 0; \\ 0; \left(\sin^2 \frac{\delta}{2} \cdot \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2} \right); & \left(0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2} \right); & \left(\sin 2\rho \sin \delta \right); \\ 0; & \left(0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2} \right); & \left(-\sin^2 \frac{\delta}{2} \cdot \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2} \right); & \left(\cos 2\rho \sin \delta \right); \\ 0; & \left(\sin 2\rho \sin \delta \right); & \left(\cos 2\rho \sin \delta \right); & \left(2 \cos^2 \frac{\delta}{2} - 1 \right); \end{pmatrix} \quad (4)$$

де δ - величина фазового зсуву, який виникає під впливом двопротинезаломлення біооб'єкта.

Результуючий вектор Стокса лазерного пучка, що пройшов крізь досліджувану біоструктуру, записується у вигляді:

$$S=\{1;\cos 2\alpha^* \cos 2\beta^*;\sin 2\alpha^* \cos 2\beta^*;\sin 2/\beta^*\}; \quad (5)$$

де α^* , β^* - відповідно азимут і еліптичність поляризації лазерного об'єктного випромінювання

$$\alpha^* = 0,5 \arctan \left[\frac{I_{33} - I_{34} - I_{31} - I_{32}}{I_{11} - I_{12} - I_{13} - I_{14} - I_{21} - I_{22} - I_{23} - I_{24}} \right]; \quad (6)$$

$$\beta^* = 0,5 \arccos \left[\sqrt{\frac{S_2^2 + S_3^2}{2}} \right]; \quad (7)$$

$$S_2 = (I_{11} - I_{12} - I_{13} - I_{14}) - (I_{21} - I_{22} - I_{23} - I_{24});$$

$$S_3 = (I_{33} - I_{34} - I_{31} - I_{32}).$$

Таким чином, за вимірними інтенсивностями I_{jk} когерентного лазерного випромінювання довжиною хвилі 0,6328 мкм, можна однозначно визначити параметри поляризації зображення біоб'єкту обчислити статистичні моменти першого M_1 , другого M_2 , третього M_3 і четвертого M_4 порядків за такими алгоритмами

$$M_1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |z_i|;$$

$$M_2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^2};$$

$$M_3 = \frac{1}{\sigma_S} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^3;$$

$$M_4 = \frac{1}{\sigma_S} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^4; \quad (8)$$

де $N=800 \times 600$ - повна кількість пікселів цифрової камери.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: використано плоскополяризований опромінюючий пучок. В якості зразка - зріз міокарду товщиною 20 мкм. В таблиці 1 наведені величини статистичних моментів розподілів азимутів поляризації лазерних зображень тканини міокарду. Аналогічні статистичні параметри розподілів еліптичності ілюструє таблиця 2.

Таблиця 1

Статистичні моменти 1-го - 4-го порядків розподілу азимутів поляризації лазерного випромінювання тканиною міокарда "А" і "К" типів

Причина настання смерті	Асфіксія - "А"	Крововтрата - "К"
M_1	0,47±0,047	0,34±0,039
M_2	0,28±0,021	0,39±0,031
M_3	2,14±0,254	1,34±0,131
M_4	6,32±0,164	2,25±0,273

Таблиця 2

Статистичні моменти 1-го - 4-го порядків розподілу еліптичності поляризації лазерного випромінювання тканиною міокарда "А" і "К" типів

Причина настання смерті	Асфіксія - "А"	Крововтрата - "К"
M_1	0,24±0,027	0,14±0,019
M_2	0,38±0,031	0,43±0,041
M_3	1,214±0,12	0,94±0,11
M_4	2,13±0,24	3,05±0,32

З одержаних результатів видно, що відмінності між середнім і дисперсією розподілів азимутів поляризації лазерних зображень гістологічних зрізів тканин міокарду "А" і "К" типів складають 25% - 35%. Найбільш чутливими до причини настання

смерті виявилися 3-й та 4-й статистичні моменти.

Асиметрія розподілу азимутів поляризації лазерного зображення тканини міокарду "А" типу в 2 рази більша за аналогічний статистичний момент поляризаційного зображення тканини "К" типу. Для

четвертого статистичного моменту відмінності між поляризаційними розподілами досягають трьох разів.

Технічний результат: використання запропонованого способу призводить до розширення функціональних можливостей диференціації настання смерті у результаті крововтрати і механічної асфіксії шляхом обчислення значень статистичних мо-

ментів розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень при одночасному покращення точності його визначення. Нами вперше використано когерентне лінійно поляризоване лазерне випромінювання із наступним обчисленням значень статистичних моментів, які характеризують поляризаційну структуру лазерних зображень гістологічного зрізу тканини міокарду.